

10/516611

PCT/JP03/06958

日 本 国 特 許 庁 02.06.03
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年 6月 3日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-161626

[ST.10/C]:

[JP 2002-161626]

出 願 人

Applicant(s):

株式会社アズウェル

REC'D 18 JUL 2003

WIPO

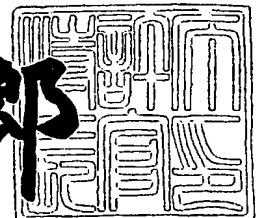
PCT

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2003年 7月 3日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田 信一郎



出証番号 出証特2003-3052632

【書類名】 特許願

【整理番号】 P161-01

【あて先】 特許庁長官殿

【発明者】

 【住所又は居所】 大阪府八尾市東山本町5丁目6番24号

 【氏名】 脇海道 孝一

【発明者】

 【住所又は居所】 滋賀県大津市瀬田月輪町 滋賀医科大学内

 【氏名】 来見 良誠

【発明者】

 【住所又は居所】 滋賀県大津市瀬田月輪町 滋賀医科大学内

 【氏名】 仲 成幸

【発明者】

 【住所又は居所】 滋賀県大津市瀬田月輪町 滋賀医科大学内

 【氏名】 森川 茂広

【特許出願人】

 【識別番号】 000231394

 【氏名又は名称】 株式会社アズウェル

【代理人】

 【識別番号】 100104639

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 早坂 巧

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 063326

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

特 2002-161626

【包括委任状番号】 9721773

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 マイクロ波手術用電極装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

中心導体と、該中心導体の先端部を除いて該中心導体に被せられた管状の絶縁体と、該管状の絶縁体の先端部を除いて該管状の絶縁体に被せられた管状の外部電極と、そして該中心導体の先端部を覆う中心電極を含む、マイクロ波手術用電極装置であって、

該中心導体、管状の絶縁体、管状の外部電極及び中心電極が、何れも非磁性体材料で形成されており、該中心導体の先端部に、磁性体材料で形成された筒状部材が嵌められており、

該筒状部材の先端側において、該中心導体の側面に、少なくとも 1 個の突起が備えられており、そして

該筒状部材がその先端方向に該突起に対し係合しているものである、

マイクロ波手術用電極装置。

【請求項 2】

該筒状部材と該突起との係合が、該筒状部材の先端側に設けられた少なくとも 1 個の切り欠きと該突起とがかみ合うことによってなされているものである、請求項 1 のマイクロ波手術用電極装置。

【請求項 3】

該突起が 1 対、該中心導体の側面において相互に反対の側に備えられており、該筒状部材と該 1 対の突起との係合が、該 1 対の突起と、これに対向する位置において該筒状部材の先端側に設けられた 1 対の切り欠きとがかみ合うことによってなされているものである、請求項 1 又は 2 のマイクロ波手術用電極装置。

【請求項 4】

該筒状部材が側面の中間部に開口を備えるものである、請求項 1 ないし 3 の何れかのマイクロ波手術用電極装置。

【請求項 5】

該筒状部材が、その両端を通して長手方向に延びたスリットを更に有するもの

である、請求項 1 ないし 4 の何れかのマイクロ波手術用電極装置。

【請求項 6】

該筒状部材が、その先端側又は後端側において、該筒状部材の円周の一部にわたってこれを長手方向に延長してなる張出し部を含むことを特徴とする、請求項 1 ないし 5 の何れかのマイクロ波手術用電極装置。

【請求項 7】

該突起が 1 対、該中心導体の側面において相互に反対の側に備えられており、該筒状部材がその先端側において、該筒状部材の円周の一部にわたってこれを長手方向に延長した張出し部を含んでおり、該張出し部がその各側縁において該 1 対の突起の各々に対して回転不能に係合し、且つ該張出し部の根元側において該筒状部材の前縁が該突起に対して先端方向への移動不能に係合していることを特徴とする、請求項 1 のマイクロ波手術用電極装置。

【請求項 8】

該張出し部の根元側において、該筒状部材の前縁が、該 1 対の突起に対向する切り欠きを含み、該突起と該切り欠きとがかみ合っていることを更に特徴とする、請求項 7 のマイクロ波手術用電極装置。

【請求項 9】

該筒状部材と該中心導体との間にスポット溶接がなされているものである、請求項 1 ないし 8 の何れかのマイクロ波手術用電極装置。

【請求項 10】

該筒状部材がステンレス鋼製である、請求項 1 ないし 9 の何れかのマイクロ波手術用電極装置。

【請求項 11】

該筒状部材の質量が 1 ～ 1 0 m g である、請求項 1 ないし 1 0 の何れかのマイクロ波手術用電極装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、MRI（核磁気共鳴画像法）によるモニタリング下に行うマイクロ

波手術に適した電極装置に関し、より詳しくは、マイクロ波により生体組織の凝固、止血、部分切除等を行うマイクロ波手術器に使用される電極装置であって、施術部位のMRIによるモニター画面上において、電極装置間におけるばらつきのない安定した大きさ及び形状の磁化率アーチファクトを形成することのできる電極装置に関する。

【0002】

【従来の技術及び発明が解決しようとする課題】

マイクロ波手術は、患部にマイクロ波電極を挿入して所定周波数のマイクロ波を電極間に放射し、電極間に生じる局所的マイクロ波電磁界により生体組織に発生する誘電熱を利用して、患部の選択的凝固、止血、部分切除等を行うものである。生体深部のマイクロ波手術としては、経皮的マイクロ波凝固療法（PMCT）、腹腔鏡下マイクロ波凝固療法（LMCT）等が広く行われている。最近、開放型のMRI装置の開発により、MRI装置で患部断面をリアルタイムで観察しつつマイクロ波手術を行うことが可能となっている。これに用いられるマイクロ波電極装置は、患部のモニタリングを妨げることがないように、MRI装置の磁場に実質的に無反応の素材、いわゆる非磁性体によって構成される。従って、MRIモニター画面上では、挿入されているマイクロ波電極装置の検出は困難である。

【0003】

マイクロ波電極装置がMRIモニター画面上で検出困難であることは、逆に、患部に体内に挿入されたマイクロ波電極装置と患部との相対的位置関係を施術者がモニター画面中で確認することができないという不便を生ずる。この問題に対処するには、電極装置先端部付近に磁性体マーカーを設け、MRIモニター画面上でマーカーを中心とした黒く見える領域である磁化率アーチファクト（Magnetic susceptibility artifact）（以下、単に「アーチファクト」という。）を出現させて、これによりMRIモニター画面上で体内における電極装置の凝固・焼灼位置の見当をつけやすくする方法が考えられ、マーカーとして、ハンダ、チタンコート等のメッキ、及びリング状の部材を設けることが提案されている（特開平11-267133号公報）。

【0004】

しかしながら、ハンダやメッキによる場合、マイクロ波電極装置に設けるマーカ量の制御が難しく、個々の電極装置によりマーカ量のばらつきをなくすことは困難である。設けられたハンダやチタンコートの量が電極装置毎に変動すると、それに応じてアーチファクトの大きさが変動する。感染防止等の安全性の要請から、マイクロ波手術用電極装置は使い捨てが原則であり、このため施術者は、手術毎に新たな電極の使用を強いられる。MRIモニタリング画像中には、身体の特典断面の画像のみが映し出されるため、マーカがその特典断面にあるときに最も大きなアーチファクトが生じ、マーカがその特典断面からずれると、アーチファクトの大きさもその距離に応じて縮小あるいは消滅する。生じるアーチファクトの大きさが電極装置毎に変動している場合、アーチファクトの位置と大きさを目安に電極装置を操作する施術者は、使用している電極装置が生ずるアーチファクトの最大径を、手術の都度、電極装置を使用しながらその場で確認して、操作に反映させなければならない。これは極めて不便であり、操作の均一性を達成する上で障害となる。

【0005】

また、使用時にマイクロ波電極装置に凝固組織が付着するのを防止するためには、電極装置にフッ素樹脂がコートされるが、その焼付け温度（約390℃）にハンダ（200℃前後で溶融）は耐えないため、ハンダをマーカとして用いたのではフッ素樹脂によるコーティングに支障を生ずる。また、手術において焼灼組織の水分が喪失したとき、電極が高温となる場合があり、ハンダでは溶融するため、漏出、患部への落下といった危険を伴う。

【0006】

またリング状部材をマーカとして取り付ける例では、部材の緩みや脱落を防止するために如何にして確実に固定するか問題となる。すなわち、マイクロ波手術では、年々、一層細い針状の電極装置が求められており、針状のものが用いられる。このため、リング状のマーカ部材中に細径の電極を通した上で、電極上に該マーカ部材を確実に固定することが必要となるが、電極の径が細いためネジ等の部品を採用することができない。また、溶接するにしても、アーク溶接は

、加わる溶材による制御困難な余分のアーチファクトをもたらし、且つ残留応力による電極の強度の低下を招くため、用いることができない。スポット溶接では、余分なアーチファクトや残留応力の問題は回避できるが、これのみでリング状の部材を強固に固定するのは困難であり、かといって過剰にスポット溶接を行えばやはり残留応力による電極の強度低下を招く。更に、マーカは、手術の容易さを考慮すれば電極装置の先端部の中心導体に設けるのが好ましいが、中心導体の径が細いため、中心導体上にリング状のマーカを確実に固定するのは尚更困難である。しかも、電極装置の先端部が焼灼組織に焼き付いた場合、先端部を組織から引き剥がすよう電極装置を操作することが必要となるが、この操作に際し電極装置の先端部に応力が集中する。リング状のマーカが中心導体上に確実に固定されていない場合、応力によってマーカが外れ、これを覆って設けられている中心電極と共に脱落するという事態に発展する虞がある。

【0007】

また、電極装置は、手術毎の使い捨てが原則であるため、マーカを固定する手段も、装置の価格上昇の要因となりにくいよう、簡便で低コストで行うことのできるものである必要がある。

【0008】

上記背景の下で、本発明は、MRI装置によるモニタリング下に行うマイクロ波手術において用いることのできるマイクロ波手術用電極装置であって、電極装置毎にばらつきのない一定の大きさ及び形状のアーチファクトを与えることのできるマーカを備え、且つ該マーカが中心電極に確実に固定したマイクロ波電極装置を、簡便な、従って低コストの方法により提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明者等は、マーカ部材の形態の適切な選択及び中心導体とマーカ部材との適切な結合方法を見出すことによって、上記目的を満足するマイクロ波手術用電極装置を作り出すことに成功した。

【0010】

すなわち、本発明は、中心導体と、該中心導体の先端部を除いて該中心導体に

被せられた管状の絶縁体と、該管状の絶縁体の先端部を除いて該管状の絶縁体に被せられた管状の外部電極と、そして該中心導体の先端部を覆う中心電極を含む、マイクロ波手術用電極装置であって、

該中心導体、管状の絶縁体、管状の外部電極及び中心電極が、何れも非磁性体材料で形成されており、該中心導体の先端部に、磁性体材料で形成された筒状部材が嵌められており、

該筒状部材の先端側において、該中心導体の側面に、少なくとも 1 個の突起が備えられており、そして

該筒状部材がその先端方向に該突起に対して係合しているものである、

マイクロ波手術用電極装置を提供する。

【0011】

本発明によれば、一定の質量且つ一定の形状に簡便且つ確実に構成できる磁性体マーカーである筒状部材を、その先端側で中心導体の突起と係合させて、非磁性体で構成したマイクロ波電極装置に確実に固定して組み込むことができ、たとえば筒状部材に先端方向の強い引張力が作用した場合でも、係合により筒状部材の先端方向への移動は阻止されるため、マーカーやこれを覆う中心電極の脱落の虞がない。またMRI装置によるモニタリング下での手術において、電極装置間におけるばらつきのない、安定した大きさ及び形状のアーチファクトが得られる。加えて、マーカーの固定方法が単純であるため、低コストで行うことができる。

【0012】

本発明は、上記において更に、該筒状部材と該突起との係合が、該筒状部材の先端側に設けられた少なくとも 1 個の切り欠きと該突起とがかみ合うことによつてなされているものであるマイクロ波手術用電極装置をも提供する。

【0013】

本発明は、更に、該突起が 1 対、該中心導体の側面において相互に反対の側に備えられており、該筒状部材と該 1 対の突起との係合が、該 1 対の突起と、これに対向する位置において該筒状部材の先端側に設けられた 1 対の切り欠きとがかみ合うことによつてなされているものであるマイクロ波手術用電極装置をも提供

する。

【0014】

本発明は更に、該筒状部材が側面の中間部に開口を備えるものである、上記何れかのマイクロ波手術用電極装置をも提供する。

【0015】

本発明は更に、該筒状部材が、その両端を通して長手方向に延びたスリットを更に有するものである、上記何れかのマイクロ波手術用電極装置をも提供する。

【0016】

本発明は更に、該筒状部材が、その先端側又は後端側において、該筒状部材の円周の一部にわたってこれを長手方向に延長してなる張出し部を含むことを特徴とする、上記何れかのマイクロ波手術用電極装置をも提供する。

【0017】

本発明は更に、該突起が1対、該中心導体の側面において相互に反対の側に備えられており、該筒状部材がその先端側において、該筒状部材の円周の一部にわたってこれを長手方向に延長した張出し部を含んでおり、該張出し部がその各側縁において該1対の突起の各々に対して回転不能に係合し、且つ該張出し部の根元側において該筒状部材の前縁が該突起に対して先端方向への移動不能に係合していることを特徴とする、マイクロ波手術用電極装置をも提供する。また、本発明は更に、そのようなマイクロ波手術用電極装置であって、該張出し部の根元側において、該筒状部材の前縁が、該1対の突起に対向する切り欠きを含み、該突起と該切り欠きとがかみ合っていることを更に特徴とするものをも提供する。

【0018】

本発明は更に、該筒状部材と該中心導体との間にスポット溶接がなされていることを更に特徴とする、上記の各マイクロ波手術用電極装置をも提供する。

【0019】

本発明は更に、該筒状部材がステンレス鋼製である、上記何れかのマイクロ波手術用電極装置をも提供する。

【0020】

本発明は更に、該筒状部材の質量が1～10mgである、上記の何れかのマイ

クロ波手術用電極装置をも提供する。

【0021】

【発明の実施の形態】

本明細書において、「磁性体」とは、MRIによるモニタリング画像中にアーチファクトを生ずる程度の磁化率の大きさを有する素材をいう。具体例としては、ステンレス鋼（SUS）、ニッケル合金（白銅）、洋白合金（黄銅+ニッケル（10～20%））、コバルト・クロム合金等が挙げられる。

【0022】

本明細書において、「非磁性体」とは、MRIにおいて画像にアーチファクトを生じない程度の磁化率の大きさしか有しない素材をいう。具体的例としては、黄銅（銅+スズ）、リン青銅（銅+スズ+リン）、銅、亜鉛、金、銀合金等が挙げられる。

【0023】

アーチファクトの大きさは、一定の撮像条件下ではマーカーとして用いる筒状部材の素材及び質量に相関しており、ステンレス鋼（SUS304）の場合、例えば1～10mg、より好ましくは、3～10mgで適度の大きさのアーチファクトをMRIモニタリング画像上に生じることができる。但し、所望のアーチファクトの大きさに応じてマーカーの素材及び質量は適宜設定してよい。何れの場合も、本発明により正確な質量のマーカーを確実に取り付けることができ、装置間でのばらつきのない一定のサイズのアーチファクトを与える電極装置を提供することができる。

【0024】

なお、本発明において、マーカー部材は、他の場所、例えば中心導体の中間部に追加して設けてもよく、その場合、複数のマーカー部材が生ずる複数のアーチファクトは、患部と電極装置の位置及び向きの相対的關係をMRI装置のモニター画面上で見ることを一層容易にする。

【0025】

【実施例】

以下、実施例を参照して本発明を更に具体的に説明するが、本発明が実施例に

限定されることは意図しない。

【0026】

〔実施例1〕

図1に、本実施例のマイクロ波手術用の針状モノポーラ電極装置1の外観が示されている。電極装置1において、2は同軸ケーブルコネクタ、3は筒状の外部電極、4は、外部電極3中を通して延びるチューブ状の絶縁体であり、5は中心電極である。外部電極3、絶縁体4及び中心電極5の全体を覆ってフッ素樹脂コーティングが施されている。外部電極の付け根から中心電極の先端までの距離は252mm、外部電極及び中心電極の外径は1.6mm、中心電極の長さは10mm、絶縁体の露出部分の長さは6mmである。

【0027】

図2に、図1に示した電極装置1の先端付近を、一部断面図を含んだ拡大図で示す。図において、外部電極3は、金メッキを施した黄銅で作製されており、チューブ状の絶縁体4は、フッ素樹脂PTFE（テフロン（登録商標））、中心電極5は金メッキを施したリン青銅よりなる。先端部に組織刺入用の円錐状の尖頭を備えた中心電極5は、概略円筒状の内腔を有し、その後端部において絶縁体4の先端部分がこれに嵌め込まれている。中心電極5の内腔には、絶縁体4中を通して延びその先端から突出した中心導体6の先端部分が挿入されている。中心導体6は、銀メッキを施したリン青銅よりなる。中心導体6には、MRIによるモニター画面上でアーチファクトを生じさせるための、ステンレス鋼（SUS304）よりなる筒状のマーカ材7が後述の方法で固定されており、これを覆う中心電極5は、マーカ材7の前部及び後部の位置で外側からかしめることによって、マーカ材7上に固定されている。こうして中心導体6、マーカ材7及び中心電極5は一つに結合され、中心電極5は、マーカ材7を介して中心導体6と電氣的に一体化されている。

【0028】

図3～5は、中心電極5内における中心導体6とマーカ材7との間の固定の方式を示す。図に見られるように、中心導体6の先端付近側面には、互いに反対方向を向いた一対の突起8が備えられている。該突起8の高さは、突起8の先

端がマーカー部材 7 の外表面とほぼフラットになるように設定されている。突起 8 の形成方法は任意であるが、本実施例では、中心電極をダイス型で挟み込んで塑性変形させることによって形成されている。

【 0 0 2 9 】

マーカー部材 7 (外径 1 mm、長さ 3 mm、質量 6 mg) は、中心導体 6 を通すための円筒状部分を根元側に含み、且つ、該部分の円周の一部にわたって長手方向に先端側へ延長させた張出し部 9 を含む。マーカー部材 7 を中心導体 6 上で前方へ図 3 の位置まで滑らせたとき、マーカー部材 7 の張出し部 9 の両側縁の上表面が、中心導体 6 の一对の突起 8 の下面に当接し、且つ、一对の突起 8 の後縁がマーカー部材 7 の円筒状部分の前縁に当接するよう、張出し部 9 を含むマーカー部材 7 と突起 8 を含む中心導体 6 の形状・寸法が設定されている。従って、マーカー部材 7 は、図 3 の配置において、中心導体 7 に沿った前方への移動及び中心導体 6 に対する軸周りの回転が、一对の突起 8 との係合により、阻止されている。更に、マーカー部材 7 と中心導体 6 との間においてスポット溶接がなされており、それにより、マーカー部材 7 が中心導体 6 に対して後方へスライドすることが阻止され、電気的にも一体化されている。このスポット溶接は、マーカー部材 7 の張出し部 9 上に露出した中心導体 6 の表面と、マーカー部材 7 の任意の面、例えば張出し部 9 の下面に、それぞれスポット溶接用電極を当てて行うことができる。中心導体 6 上へのマーカー部材 7 のこのような方法による固定は、マイクロ波手術を行う際の種々の局面で中心導体 6 とマーカー部材 7 との間に働き得る外力、取り分け、問題となる振り及び引張方向の外力に耐える充分強固な結合を、中心導体 6 とマーカー部材 7 との間に提供している。

【 0 0 3 0 】

MRI モニタリングによる確認：

生理食塩水 5 0 0 mL に寒天 1 0 g を加え、過熱攪拌して完全に溶解させた後、型に流し込んで放冷却することにより、患部の代わりとして用いる寒天ブロックを作製した。

オープン型 MRI 装置 (SIGNA SP/i、0.5 テスラ、General Electric 社製) 中に上記寒天ブロックを置き、グラディエントエコー法を用いた MRI によるモニ

タリング下に、寒天ブロックのMRIモニタリング断面に沿って本実施例のマイクロ波手術用電極装置を差込んだ。モニター画面において、黒の背景に浮かび上がった寒天ブロックの均質な灰色の断面中、直径約10mmのほぼ円形に黒く抜けた明瞭な輪郭を有するアーチファクトが、電極装置の侵入につれて移動するのが明瞭に観察された。

【0031】

〔実施例2〕

図6に、本実施例において用いるマーカー部材17の形状を、及び図7に、該マーカー部材17を中心導体6上に取り付けた状態を示す。本実施例は、マーカー部材17の形状以外の構成要素については、実施例1と同一であり、スポット溶接も実施例1と同様に行われる。マーカー部材17は、中心導体6を通すための円筒状部分を根元側に有し、該部分の円周の一部にわたって長手方向に延長させた張出し部19を備え、更に、張出し部9の根元側において円筒状部分の前縁に1対の切り欠き12を有する。切り欠き12は、図7に見られるように、中心導体6の突起8とかみ合うよう、形状及び寸法が設定されている。本実施例においては、切り欠き12と中心導体6の突起8とかみ合い、突起8の各々がその上面及び下面において、それぞれ切り欠き12内の上側面並びに下側面（及び張出し部19の両縁部の上面）に当接しているため、振りに対し一層強い固定が達成される。

【0032】

〔実施例3〕

図8に、本実施例において用いるマーカー部材27の形状を示す。本実施例は、マーカー部材の形状以外については、実施例1と同一である。マーカー部材27は、全体として円筒状であり、中心導体6に設けられた1対の突起8の相当部分を収容してかみ合い係合する切り欠き22を有する。スポット溶接は、中心導体6の露出面とマーカー部材の適宜の面とに電極を当ててなされる。本実施例は、中心導体6の1対の突起8が、マーカー部材27の切り欠き22に挟み込まれているため、実施例2と同様強い固定が達成される。

【0033】

〔実施例 4〕

図 9 に、本実施例において用いるマーカー部材 3 7 の形状を示す。本実施例は、マーカー部材の形状以外については、実施例 1 と同一である。本実施例のマーカー部材 3 7 は、実施例 3 と同様に、全体として円筒状であり、中心導体 6 に設けられた 1 対の突起 8 の相当部分を収容してかみ合い係合する切り欠き 3 2 を有するが、更に、側面に、実施例 3 のマーカー部材 2 7 にはない開口 3 3 を有する。中心導体 6 の所定位置にマーカー部材 3 7 を配置したとき、該開口は、マーカー部材 3 7 下の中心導体 6 の一部を露出させることにより、スポット溶接に際して溶接用電極の一方を当てるための便利な表面を提供することができる。他方の電極は、例えば、マーカー部材 3 7 の下側面に当てることことができる。

【 0 0 3 4 】

〔実施例 5〕

図 1 0 に、本実施例において用いるマーカー部材 4 7 の形状を、及び図 1 1 に、該マーカー部材 4 7 を中心導体 6 上に取り付けた状態を示す。本実施例は、マーカー部材 4 7 の形状以外の構成要素については、実施例 1 と同一である。マーカー部材 4 7 は、実施例 3 のマーカー部材 2 7 と同様、全体として円筒状であり、中心導体 6 に設けられた 1 対の突起 8 の相当部分を収容してかみ合い係合する切り欠き 4 2 を有するが、更に、側面に、実施例 3 のマーカー部材 2 7 にはない、両端を通して長手方向に延びるスリット 4 4 を備えている。該スリット 4 4 は、マーカー部材 4 7 と中心導体 6 との間のスポット溶接に際して、溶接用電極を中心導体 6 に当てるために所望により採用できる中心導体 6 の露出面を、スリット 4 4 の間隙中に提供する。なお、中心導体 6 上に固定されたマーカー部材 4 7 は、これに密着して被せられる中心電極 5 がマーカー部材 4 7 の前部及び後部の位置で外側からかしめられることにより、中心電極 5 の内面によって締め付けられるため、電極装置に想定し得る外力によってはスリット 4 4 の幅が広がることはない。従って、スリット 4 4 の存在はマーカー 4 7 と中心電極 6 との間の固定に影響を及ぼさず、本実施例においても、他の実施例の場合と同様にマーカー部材は強固に固定される。

【 0 0 3 5 】

【発明の効果】

本発明によれば、MRI装置によるモニタリング下に行うマイクロ波手術において使用できるマイクロ波電極装置であって、電極装置毎のばらつきなく常に一定の大きさ及び形状のアーチファクトを与えるマーカーを確実に固定して有するマイクロ波手術用電極装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

- 【図1】 マイクロ波手術用電極装置の外観図
- 【図2】 実施例1の電極装置の先端付近の一部断面図を含んだ拡大図
- 【図3】 実施例1のマーカー部材と中心導体とを結合させた状態で示す斜視図
- 【図4】 実施例1の中心導体の斜視図
- 【図5】 実施例1のマーカー部材の斜視図
- 【図6】 実施例2のマーカー部材の斜視図
- 【図7】 実施例2のマーカー部材と中心導体とを結合させた状態で示す斜視図
- 【図8】 実施例3のマーカー部材の斜視図
- 【図9】 実施例4のマーカー部材の斜視図
- 【図10】 実施例5のマーカー部材の斜視図
- 【図11】 実施例5のマーカー部材と中心導体とを結合させた状態で示す斜視図

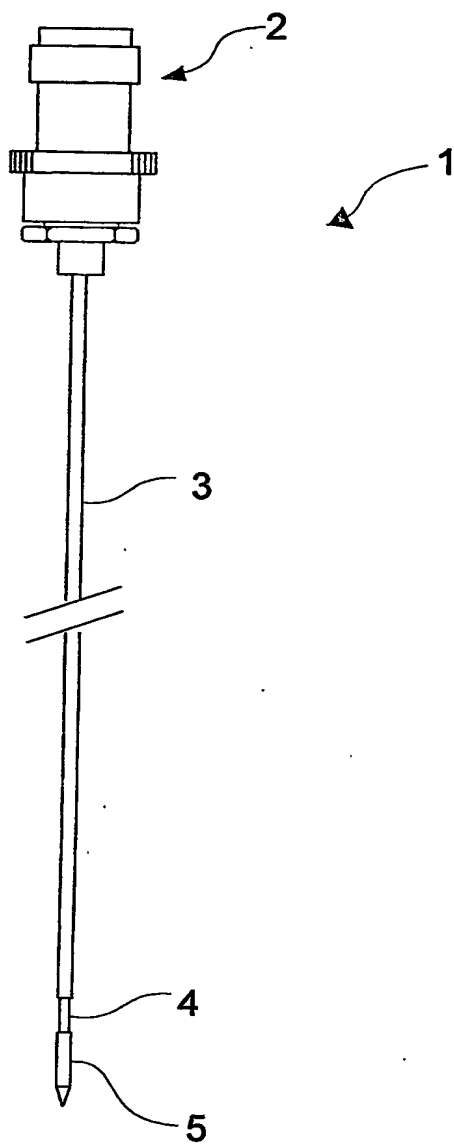
【符号の説明】

1 = マイクロ波手術用モノポーラ電極装置、2 = 同軸ケーブルコネクター、3 = 外部電極、4 = 絶縁体、5 = 中心電極、6 = 中心導体、7 = マーカー部材、8 = 突起、9 = 張出し部、12 = 切り欠き、17 = マーカー部材、19 = 張出し部、22 = 切り欠き、27 = マーカー部材、32 = 切り欠き、33 = 開口、37 = マーカー部材、42 = 切り欠き、44 = スリット、47 = マーカー部材

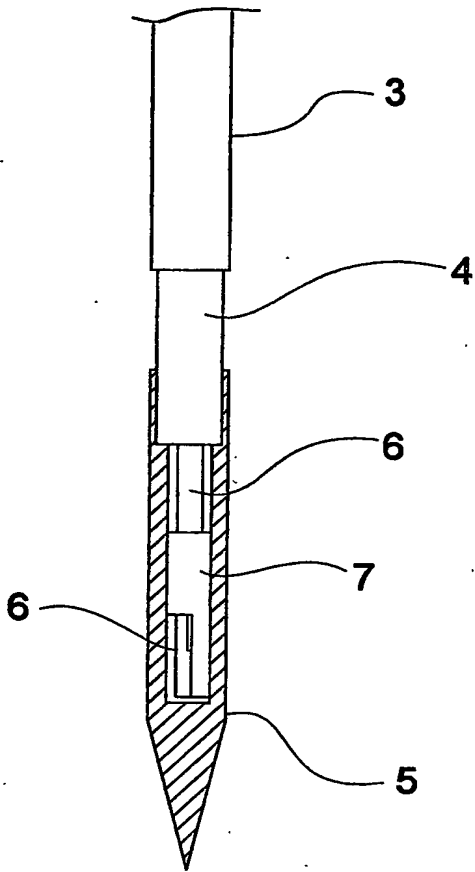
【書類名】

図面

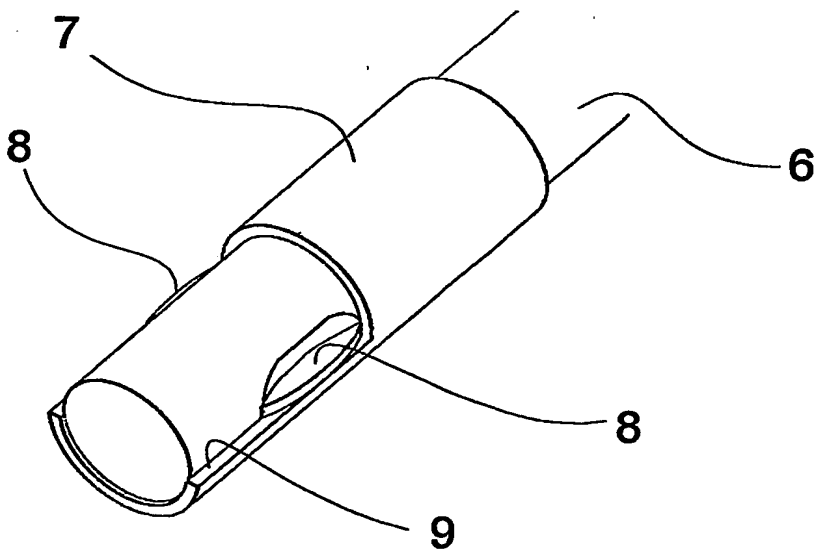
【図 1】



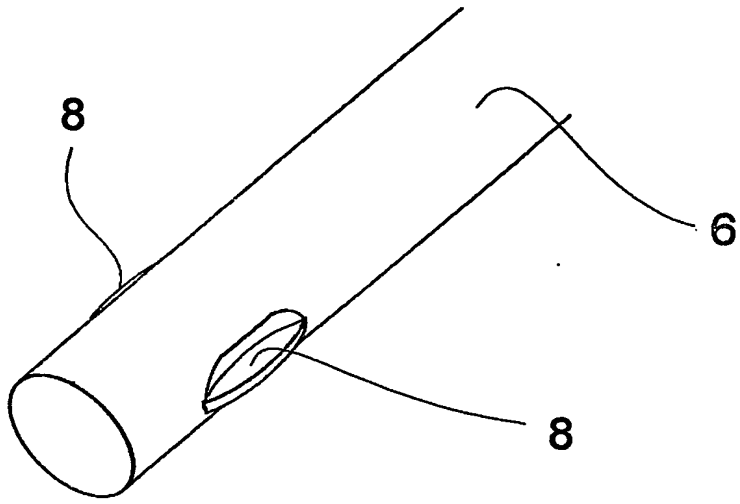
【図2】



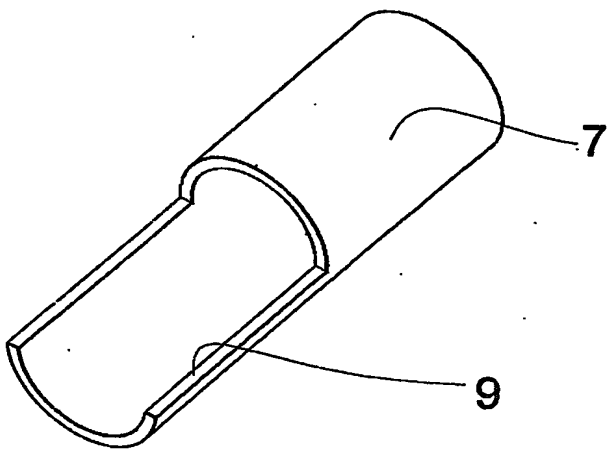
【図3】



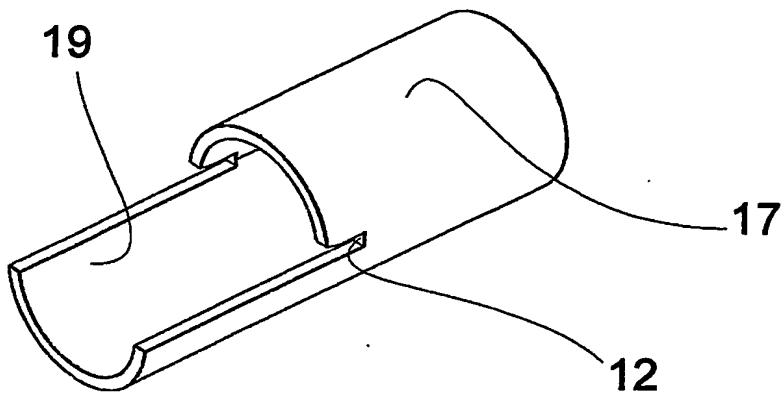
【図 4】



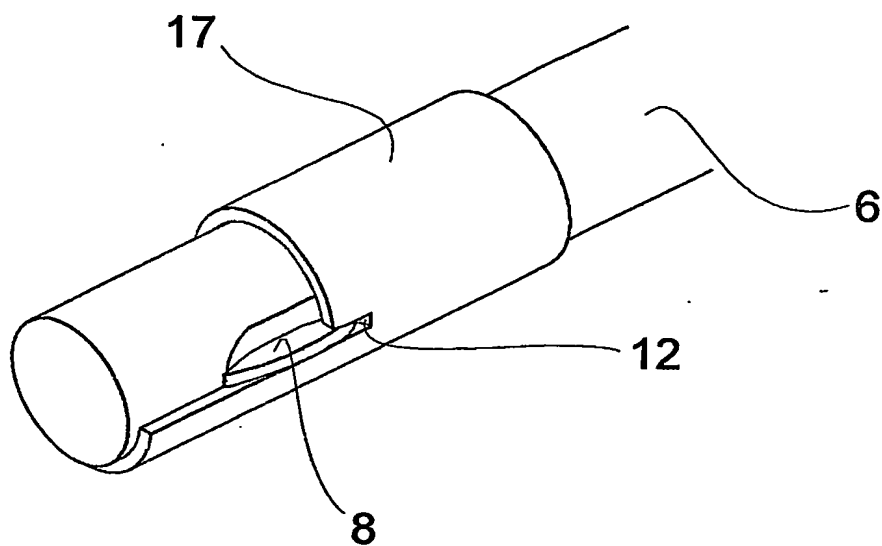
【図 5】



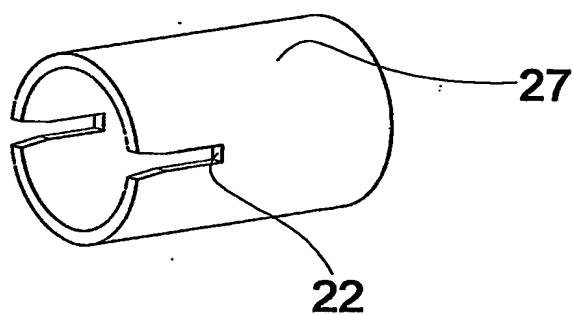
【図 6】



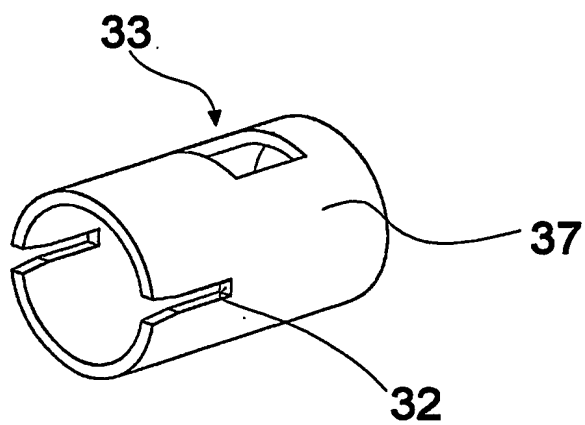
【図7】



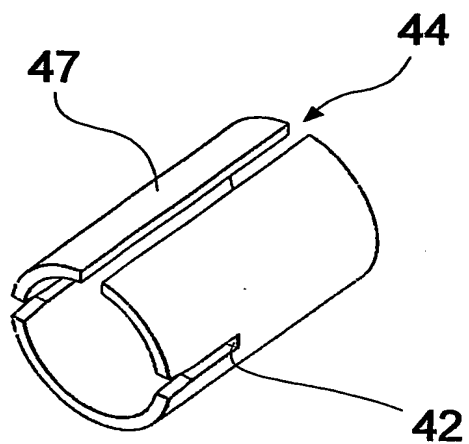
【図8】



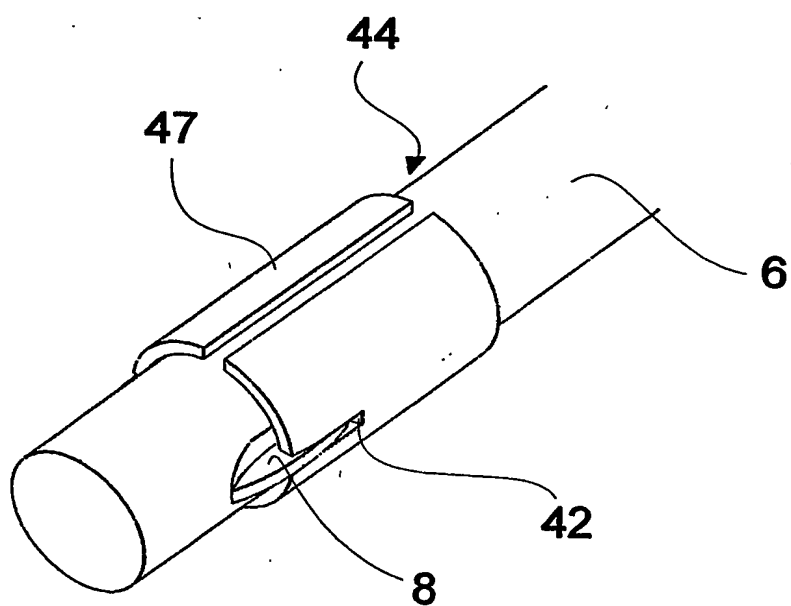
【図9】



【図10】



【図11】



【書類名】

要約書

【要約】

【課題】 M R I 装置によるモニタリング下に、電極装置毎にばらつきのない一定の大きさ、形状の磁化率アーチファクトを与えることのできるマーカーを中心電極に確実に固定したマイクロ波手術用電極装置を提供すること。

【解決手段】 中心導体と、その先端部を除いてこれに被せられた管状絶縁体と、絶縁体の先端部を除いてこれに被せられた管状外部電極と、中心導体の先端部を覆う中心電極を含む、マイクロ波手術用電極装置であって、中心導体、絶縁体、外部電極及び中心電極が非磁性体材料よりなり、中心導体の先端部に磁性体材料で形成された筒状部材が嵌められており、筒状部材の先端側において中心導体の側面に少なくとも 1 個の突起が備えられており、筒状部材がその先端方向に該突起に対し係合しているものである、マイクロ波手術用電極装置。

【選択図】 図 2

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2002-161626
受付番号	50200800481
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成14年 6月 4日

<認定情報・付加情報>

【提出日】 平成14年 6月 3日

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[000231394]

1. 変更年月日 1998年10月21日

[変更理由] 名称変更

住 所 大阪府大阪市中央区石町2丁目2番9号

氏 名 株式会社アズウェル